

# PENGARUH PENAMBAHAN *DISPERSANT* DAN WAKTU PENGADUKAN PADA PEMBUATAN *SCAFFOLD* HIDROKSIAPATIT MENGGUNAKAN SABUT GAMBAS SEBAGAI *TEMPLATE*

Heni Ismawati<sup>1</sup>, Ahmad Fadli<sup>2</sup>, Fajril Akbar<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Mahasiswa Jurusan Teknik Kimia S1, <sup>2</sup>Dosen Jurusan Teknik Kimia,  
Fakultas Teknik, Universitas Riau  
Kampus Binawidya Jl. HR Subrantas Km 12,5 Pekanbaru 28293  
Heniiismawati62@gmail.com

## ABSTRACT

*Hidroxyapatite (HA) scaffold has been widely applied in the biomedical field especially for bone implants. The purpose of this research is to determine the Influence of dispersant addition and stirring time on HA scaffold which formed using gambas sponges as template. HA slurry was made by mixing 10 grams of HA, 12 grams of aquadest, 0.2; 0.25; 0.3 grams of Darvan 821A and 1 gram of sago. Slurry was impregnated into gambas sponges. Sample then dried at 110°C for 3 hours. The green bodies was burned at 600°C for 1 hour and followed by sintering at 1250°C for 1 hour. The results showed that addition of dispersant and increasing of stirring time lead to smaller porosity and shrinkage. In addition 0,2; 0,25; and 0,3 grams dispersant, the resulting porosity in the range of 63.85-70.78%; 58.74-70.35%; and 53.42-69.66%. Shrinkage 39.43-53.71%; 27.75-50.68%; and 13.61-41.25%. Compressive strength 0.61-1.05 MPa; 2.88-3.81MPa; and 0.52-2.96 MPa. The macroporous and microporous average pore sized were 50  $\mu$ m dan 5  $\mu$ m.*

**Keywords:** bone implant; dispersant; gambas; hidroxyapatite; scaffold

## 1. Pendahuluan

Biomaterial adalah suatu zat yang bentuknya telah direkayasa, baik dalam bentuk bagian atau sebuah sistem yang kompleks, dimana digunakan secara langsung untuk komponen jaringan sistem hidup manusia. Kebutuhan akan implan tulang di Indonesia meningkat seiring dengan tingginya jumlah penderita kerusakan tulang. Peningkatan penderita kerusakan tulang itu disebabkan oleh kecelakaan di jalan raya, kecelakaan kerja dan osteoporosis. Selain itu, keberadaan Indonesia pada zona rentan bencana alam, menjadikan ketersediaan implan tulang untuk rekonstruksi korban bencana sangat krusial [Lesmana, 2012].

Metode implantasi yang umum digunakan seperti *autograft*, *allograft* dan

*xenograft* memiliki kelemahan yaitu sumber implan yang terbatas serta resiko penularan penyakit [Moore *et al*, 2001], oleh karena itu dikembangkan metode *alloplast* yang menggunakan biomaterial sintetik sebagai bahan implan tulang [Reynold *et al*, 2010]. Salah satu biomaterial sintetik tersebut adalah hidroksiapatit [Dumitrescu, 2011].

Hidroksiapatit (HA) merupakan senyawa apatit yang memiliki rumus kimia  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . HA merupakan komponen anorganik utama pada tulang dan gigi [Eric dan Rivera-muñoz, 2011]. HA memiliki sifat biokompatibilitas, osteokonduktivitas, dan afinitas kimia dan biologi yang sangat baik terhadap jaringan tulang [Zhang *et al*, 2012].

Sifat tersebut menjadikan HA ideal digunakan sebagai komponen rekayasa tulang dan gigi [Maheshwari *et al*, 2014].

*Scaffold* merupakan material yang berperan sebagai kerangka/*framework* sintesis yang diimplankan pada jaringan. *Scaffold* harus memiliki pori-pori yang diperlukan untuk pembentukan jaringan tulang yang baru. meningkatkan daya ikat mekanik antara biomaterial implan dan tulang sehingga memberikan stabilitas mekanik yang lebih besar [Swain *et al*, 2015]. Pori pada *scaffold* dapat dibentuk dengan menambahkan *pore-forming agent* [Romawarni, 2011], menggunakan protein [Sopyan *et al*, 2012], dan dengan replikasi pori *template* seperti pada metode *replica / polymeric sponge* [Sopyan dan Kaur, 2009].

Gambas (*Luffa acutangula*) merupakan tanaman merambat dari genus *Luffa*. Serat bunga karangnya umumnya digunakan sebagai sabut [Puslithorti, 2013]. Sabut gambas memiliki morfologi yang mirip dengan *polymeric sponge* sehingga sabut gambas potensial digunakan sebagai *template* dalam pembuatan *scaffold* HA.

Hidroksiapatit (HA) berpori (dalam bentuk *scaffold*) memiliki sifat *resorbable* dan ostokonduktivitas yang lebih baik dari HA padat, sehingga pengembangan sintesis HA berpori lebih banyak diminati. *Scaffold* HA memiliki luas area permukaan yang besar, yang bermanfaat untuk adhesi sel jaringan biologis dan pertumbuhan fase tulang baru [Swain *et al*, 2015].

Hidroksiapatit (HA) berpori telah diaplikasikan dalam berbagai bidang seperti untuk *cell-loading*, *drug delivery/drug releasing agent*, dan yang paling luas adalah sebagai *scaffold* untuk jaringan keras [Sopyan *et al*, 2007].

Tujuan dilakukannya penelitian ini adalah untuk mempelajari pengaruh

penambahan *dispersant* dan waktu pengadukan terhadap karakteristik *scaffold* HA yang dibuat menggunakan sabut gambas sebagai *template*, serta untuk menentukan karakteristik dari *scaffold* HA yang dihasilkan dianalisa dengan SEM dan *Compressive Strength Testing*.

## **2. Metode Penelitian**

### **2.1 Bahan baku**

Bahan baku penelitian meliputi bubuk HA (Lianyungang Kede Chemical Industry co. Ltd, China), sabut gambas (*Luffa acutangula*) (Trendy, Indonesia), pati sagu (Puri Pangan Sejahtera, Indonesia), Darvan 821A (Vanderbilt Company, USA), dan akuades (Brataco Chemica, Indonesia).

### **2.2 Peralatan yang digunakan**

Alat utama yang digunakan dalam penelitian ini adalah *muffle furnace* (PPF-1300, Indonesia), *oven* (Cosmos CO 9919, Indonesia), Pengaduk magnetik (Dragon Lab MS-H280 Pro, China), jangka sorong, gelas kimia dan gelas ukur.

### **2.3 Prosedur Penelitian**

Penelitian ini dimulai dengan tahapan persiapan *template*. Sabut gambas direndam menggunakan akuades selama 12 jam agar mengembang, kemudian sabut dipotong melingkar dengan ukuran 15x15x15 mm. Sabut gambas kemudian dikeringkan di udara terbuka selama 1 jam. *Slurry* dibuat dengan mencampurkan bubuk HA 10 gr, 10% sagu, Darvan 821A (variasi 0,2 gr; 0,25 gr; 0,3 gr) dan 12 gr akuades. *Slurry* diaduk dengan pengaduk magnetik pada kecepatan 350 rpm selama 20 jam. Sabut gambas diimpregnasi dengan *slurry* kemudian dikeringkan menggunakan *oven* pada 110°C selama 1 jam. *Green bodies* yang terbentuk dieliminasi kandungan komponen organiknya melalui proses *burning* pada 600°C selama 1 jam,

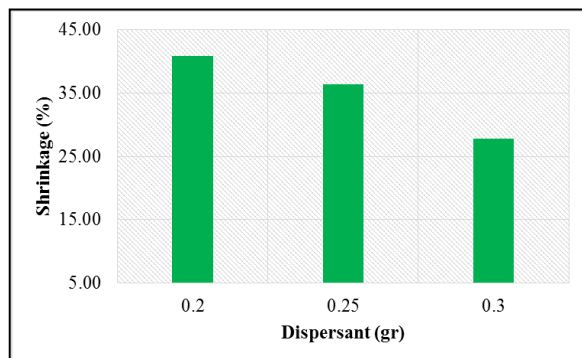
kemudian dilanjutkan dengan proses *sintering* pada 1250°C selama 1 jam.

## 2.4 Karakterisasi Scaffold HA

Persentase penyusutan dihitung berdasarkan perbedaan volume *scaffold* sebelum dan sesudah *sintering*. Porositas *scaffold* diperoleh melalui perhitungan densitas dan densitas relatif. Morfologi dan ukuran pori *scaffold* dilihat dengan menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM). Kuat tekan *scaffold* diperoleh dari analisa menggunakan *Universal Testing Machine*.

## 3. Hasil dan Pembahasan

Gambar 1 menunjukkan pengaruh penambahan HA terhadap persentase penyusutan (*shrinkage*).



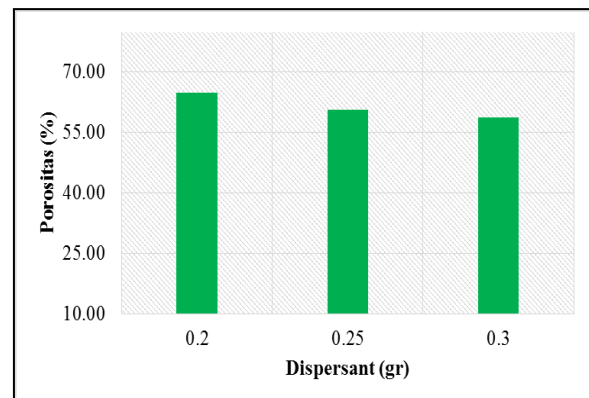
**Gambar 1.** Hubungan penambahan HA dengan penyusutan (*shrinkage*) *scaffold* HA.

Gambar 1 menunjukkan *scaffold* HA yang dihasilkan mengalami penurunan penyusutan volume seiring dengan bertambahnya massa *dispersant*. Penyusutan yang terjadi berada dalam rentang 27,75-40,48%. Penyusutan tertinggi terjadi pada penambahan *dispersant* 0,2 gram yaitu 40,84%, sedangkan penyusutan terendah terjadi pada penambahan *dispersant* 0,3 gram. Penambahan *dispersant* mempengaruhi jumlah padatan terdispersi serta *slurry* menjadi semakin viskos. Semakin viskos suatu *slurry* mengindikasikan jumlah air yang

sedikit dengan kerapatan partikel yang tinggi, hal inilah yang menyebabkan penyusutan berbanding terbalik dengan jumlah *dispersant* yang di tambahkan.

penyusutan dan mencegah terjadinya keretakan pada permukaan bodi keramik [Fadli dan Komalasari, 2013].

Pengaruh penambahan *dispersant* terhadap porositas *scaffold* HA dapat diamati pada gambar 2 berikut.

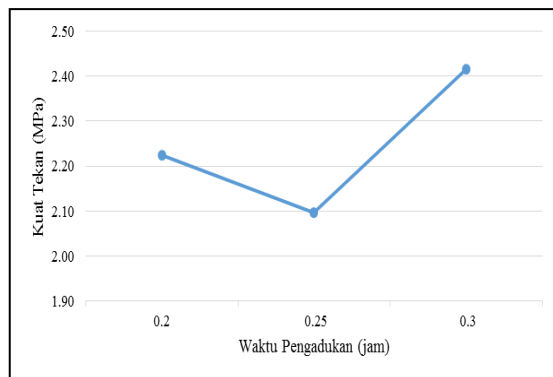


**Gambar 2.** Hubungan penambahan HA dengan porositas *scaffold* HA

Porositas *scaffold* HA berada pada rentang 58,74-64,80%. Porositas tertinggi terjadi pada penambahan *dispersant* yang paling sedikit yaitu 0,2 gram dimana porositasnya mencapai 64,80%. Sementara itu, porositas yang paling rendah terjadi pada penambahan *dispersant* yang terbesar yaitu 0,3 gram dengan nilai porositas 58,74%. Penambahan *dispersant* menyebabkan porositas *scaffold* semakin menurun. Penurunan porositas ini berhubungan dengan proses densifikasi ketika proses *sintering* sedang berlangsung. Porositas yang semakin rendah menyatakan struktur sampel lebih padat sehingga memiliki densitas yang lebih besar. Densitas yang lebih besar juga menandakan bahwa penambahan jumlah keramik menyebabkan terjadinya proses reduksi pori ketika proses densifikasi terjadi.

Reduksi pori tersebut menyebabkan porositas *scaffold* HA yang dihasilkan menurun [Kang, 2005].

Jumlah HA yang ditambahkan dalam pembuatan *scaffold* memiliki pengaruh terhadap kuat tekan *scaffold* HA yang dihasilkan Gambar 3 dibawah ini menunjukkan hubungan antara penambahan HA dengan kuat tekan *scaffold* HA yang dihasilkan.

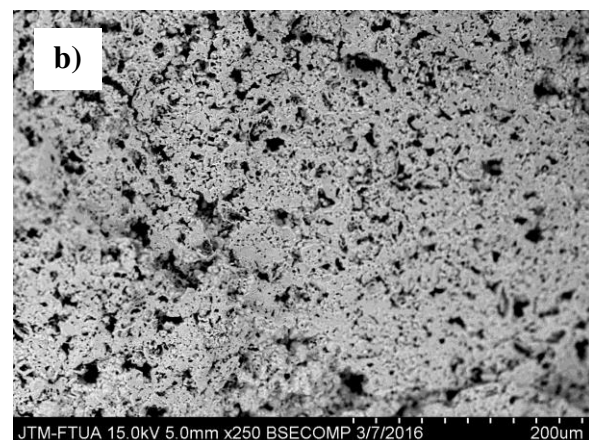
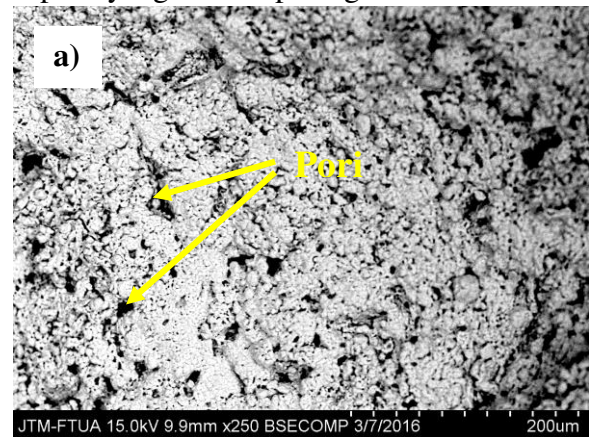


**Gambar 3.** Hubungan penambahan HA dengan kuat tekan *scaffold* HA

Berdasarkan gambar 3 diatas dapat diketahui pada pengadukan 20 jam terjadi penurunan kuat tekan dari 2,23 MPa (0,2 gram *dispersant*) menjadi 2,10 MPa (0,25 gram *dispersant*) lalu meningkat kembali menjadi 2,42 MPa (0,3 gram *dispersant*).

Fluktuasi kuat tekan pada *scaffold* disebabkan oleh banyaknya faktor yang mempengaruhi kekuatan mekanis pada *scaffold* yang dihasilkan. Berdasarkan studi yang dilakukan oleh Jamaludin *et al* [2015], secara menyeluruh kuat tekan *scaffold* dipengaruhi sifat makrostruktur dari *scaffold* HA yang dihasilkan. Sifat makrostruktur tersebut berupa keberadaan open pori dan closed pori, ukuran pori, distribusi pori, serta cacat pada *struts*. Densifikasi *struts* dan gabungan pori merupakan faktor yang dominan dalam mengontrol kekuatan mekanis material. Fluktuasi kuat tekan yang

berhubungan dengan morfologi dan distribusi pori dapat diamati melalui analisa SEM seperti yang terlihat pada gambar 4.



**Gambar 4.** Morfologi *scaffold* secara makrostruktur (a) 0,2 gram *dispersant*; (b) 0,25 gram *dispersant*

Berdasarkan gambar 4 (a) dan 4 (b), dapat dilihat bahwa penambahan *dispersant* menyebabkan pori yang terbentuk semakin banyak. pori yang semakin banyak menyebabkan kuat tekan yang diperoleh memiliki trend yang menurun dari 2,23 MPa menjadi 2,10 MPa. Hasil tersebut sesuai dengan studi yang dilakukan oleh Rahman dan Guan [2007] yang menyatakan bahwa ukuran dan susunan pori yang semakin besar dan banyak akan menyebabkan penurunan kuat tekan.



#### 4. Kesimpulan

*Scaffold* HA telah berhasil dibuat dengan memanfaatkan sabut gambas (*Luffa acutangula*) sebagai *template* pembentuk pori. Jumlah HA dalam *slurry* yang semakin tinggi menyebabkan penyusutan dan porositas yang semakin rendah serta densitas yang semakin tinggi. *Scaffold* HA yang diperoleh memiliki penyusutan dalam rentang 27,75-40,84%, porositas 58,74-64,80%, dan kuat tekan 2,10-2,42 MPa.

#### Daftar Pustaka

- Dumitrescu, A.L. 2011. *Bone Grafts and Bone Graft Substitutes in Periodontal Therapy*. Chemical in Surgical Periodontal Therapy. Springer-Verlag. Berlin.
- Eric, M., dan Rivera-Muñoz. 2011. Hydroxyapatite-Based Materials: Synthesis dan Characterization, *Biomedical Engineering - Frontiers dan Challenges*. InTech Publishing. Croatia.
- Fadli, A. dan Komalasari. 2013. Metode pembuatan komposit berpori menggunakan cara protein foaming-starch consolidation. *Indonesia Patent*. P00201304608.
- Jamaludin A.R., S.R. Kasim., A.K. Ismail., M.Z. Abdullah., dan Z.A. Ahmad. 2015. The Effect of Sago as Binder in the Fabrication of Alumina Foam Through the Polymeric Sponge Replication Technique. *Journal of the European Ceramic Society* 35: 1905-1914.
- Kang, S.J.L. 2005. *Sintering, Densification, Grain Growth & Microstructure*. Elsevier Butterworth-Heinemann. Burlington. UK.
- Lesmana. 2012. Pabrik Mini Siap Produksi Implan Tulang. *Majalah Sains Indonesia*. <http://www.sainsindonesia.co.id>. 24 Maret 2015.
- Maheshwari, S.U., V.K. Samuel., dan N. Nagiah. 2014. Fabrication dan evaluation of (PVA/HAp/PCL) bilayer composites as potential scaffolds for bone tissue regeneration application. *Ceramic International* 40: 8469-8477.
- Moore, W.R., S.E. Graves., G.I. Bain. 2001. Synthetic bone graft substitutes. *ANZ Journal of Surgery* 71 (6): 354-361.
- Puslithorti. 2013. *Budi Daya Tanaman Gambas*. Indonesian Center of Horticulture Research dan Development. [www.Hortikultura.litbang.pertanian.go.id](http://www.Hortikultura.litbang.pertanian.go.id). 9 maret 2015.
- Rahman, A.H., dan Guan, Y.C. 2007. Preparation of Ceramic Foam by Simple Casting Process. *International Conference on Engineering and Environment*. Phuket, Thailand.
- Reynolds, M.A., M.E. Aichelmann-Reidy., dan G.L. Branch-Mays. 2010. Regeneration of Periodontal Tissue: Bone Replacement Graft. *Dental Clinic of North America* 54: 55-71.
- Romawarni, A. 2011. Sintesis dan Uji *In Vitro* Hidroksiapatit Berporogen Kitosan Dengan Metode Sol Gel. Skripsi. Institut Pertanian Bogor, Bogor.
- Sopyan, I., A. Fadli., dan M. Mel. 2012. Porous alumina-hydroxyapatite composites through protein foaming-consolidation method. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 8: 86-98.
- Sopyan, I., dan J. Kaur. 2009. Preparation dan characterization of porous hydroxyapatite through polymeric sponge method. *Ceramic International* 35: 3161-3168.
- Sopyan, I., M. Mel., S. Ramesh., dan K.A. Khalid. 2007. Porous hydroxyapatite for artificial bone applications. *Science dan Technology of Advanced Materials* 8: 116 – 123.

- Swain, S.K., S. Bhattacharyya., dan D. Sarkar. 2011. Preparation of porous scaffold from hydroxyapatite powders. *Materials Science dan Engineering C* 31: 1240-1244.
- Swain, S.K., S. Bhattacharyya., dan D. Sarkar. 2015. Fabrication of porous hydroxyapatite scaffold via polyethylene glycol-polyvinyl alcohol hydrogel state. *Materials Research Bulletin* 64: 257-261.
- Zhang, Y., D. Kong., Y. Yokogawa., X. Feng., Y. Tao., dan T. Qiu. 2012. Fabrication of Porous Hydroxyapatite Ceramic Scaffolds with High Flexural Strength Through the Double Slip-Casting Method Using Fine Powders. *Journal of the American Ceramic Society* 95 (1): 147–152.